Europilleches Patentamit
Europeen Patent Office
Office européen des brevets

EP 0 740 926 A2

(12)

EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG

- (43) Verölfentlichungstag: 06.11.1996 Patentblatt 1996/45
- (51) Int. CL⁵: A61B 17/39
- (21) Anmeidenummer: 96105805.4
- (22) Armeldelag: 12.04.1996
- (84) Benannte Vertragsstaaten: DE FR GB
- (30) Priorität: 03.05.1995 DE 19510238
- (71) Anmelder: Gebr. Berchtold GmbH & Co. 78532 Tutllingen (DE)
- (72) Erfinder:
 Wurzer, Helmut 80538 München (DE)

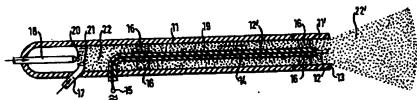
- Mückel, Reiner 53630 Köningswinter (DE)
- Lless, Hens-Dieter, Dr. 82541 Sechelm/Münsing (DE)
- Müller, Wolfgang, Dr.-ing. 78532 Tuttlingen (DE)
- (74) Vertreter: Meritz, Gerhart, Dr. et al Robert-Koch-Strasse 1 D-80538 München (DE)

(54) Elektrochkrurgische Vorrichtung zur Erzeugung eines Lichtbogens

(57) Die Erfindung betrifft eine elektrochkrungtsche Vorrichtung zur berührungslosen Oberführenkongulation von Biogewebe mittels einer Hochfrequenz-Schneidelektrode 12. Zur Schaffung einer ionistierten Strecke für die erleichterte Lichtbogenbildung wird in

einem schriörmigen Instrumersenkörper 11 ein Aarosolstraht 20 gebildet, der aus dem dietalen Ende 13 des Instrumentenkörpers 11 austritt.

FIG. 1



Printed by Rank Xeros (UK) Business Services 2.12.63.4

Beschreibung

Die Erfindung betritt ein Verfahren nach dam Oberbegriff des Patentenspruchs 1 und eine elektrochirurgische Vorrichtung nach dem Oberbegriff des 5 Anspruches 7.

Bei stark durchbutetern Biogewebe besteht häufig das Entordernis, unter Verwendung der Hochfrequenz-Chirurgie Gewebeoberliächen berührungslos und gleichmäßig zu losgulieren. Konventionell wird dies mit der sogenannten Sprüh-Kosgulation bzw. Spray-Kosgulation bei hohen Hochfrequenzspannungen im Bereich von Klovolt bewerkstelligt. Ein Nachteil dieser konventionellen Technik ist die Unregelmäßigkeit des Lichtbogenbereichs und die Gefahr, die Gewebeober-15 flache zu karbonisieren.

Eine Verbesserung wurde dadurch erzielt, daß durch Einblesen eines Edelgases z. B. von Argon ein lonislerungspfad geschaffen wurde, der zur Verbesserung der Gleichmäßigkeit bei der Koagulation von Gewebeoberflächen beitrug. Ein derartiges Verfahren ist z. B. in der EP 0 353 177 A1 beschrieben. Nachteil dieses Verfahrens ist die Verwendung des recht teuren und in Kitniken häufig nicht verfügbaren Edelgases.

Das Ziel der vörliegenden Erfindung besteht derin, ein Vertahren und eine Vorrichtung der eingange genannten Gattung zu schaften, mittels denen ein Ionisierungspfad im Bereich der aldiven Elektrode mit einfacheren Maßnahmen zur Verlügung gestellt wird.

Zur Löeung dieser Aufgabe eind die Merkmale der 30 Patentansprüche 1 und 7 vorgesehen.

Der Erfindung liegt der Grundgedanke zugrunde, daß ein Ionisierungspfad auch mit anderen Medien als Edelgasen möglich ist. Als vorteilhaft hat sich hierbei die Erzeugung eines Aerosols aus einer niederprozentigen Kochsalziösung herausgestatit. Die Kombination von Hochfrequenz an der aktiven Elektrode einer elektro-chirungischen Vorrichtung mit einer NaCI-Lösung is zwar bekannt, doch wurde diese bisher nur verwendet, um ein Anleben der Elektroden am Biogewebe zu verhindern.

Erfindungsgemäß wird dem gegenüber ein Aarosol mit einem gewissen Spüldruck von z. B. 3,5 bar um die Elektrode herumgespült bzw. herumgebiasen, wodurch ein lonisierungstagel mit definierter Dimensionierung 45 emisteht.

Als positive Effekte des erfindungsgemäßen Vertahrens ergeben sich die Verwerdung von verfügbaren Medlen, z. B. deskillertem Wasser, CO₂, NaCI-Lösung, eine gleichmäßige Kongulation des Blogewebes in so einer festumgrenzten Fläche, eine geringe Gefahr einer Karbonisierung, eine Kühlung der Elektrode, keine, sonst übliche Rauchbildung und keinerlei Geruchsbildung durch Verbrennen von Gewebe.

Vorteilheite Ausführungen des erfindungsgemäßen Verlehrens eind durch die Ansprüche 2 bis 6 und vorteilhalte Ausführungsformen der erfindungsgemäßen Vorrichtung durch die Ansprüche 8 bis 10 gekennzeichnet.

Die Erfindung wird im folgenden beispielsweise anhand der Zeichnung beschrieben; in dieser zeigt

Figur 1 einen schematischen Schnitt einer rein beispielsweisen Ausführungsform einer erfindungsgemäßen elektrochlrunglechen Vorrichtung zur Erzeugung eines Aerosolstrahle um eine hochtrequenz-chirurgische Schneidelektrode herum.

In einem von der Hand des Benutzers ergreifbaren hohizylinderlörmigen instrumentenkörper 11 ist koexial sine hochtrequenz-chirurgische Schneidelektrode 12 angeordnet, die gegenüber dem distalen offenen Ende 13 des rohrförmigen Instrumentenkörpers 11 ein Stück zurückversetzt ist und mit einer Zufeitung 12' verbunden ist, die sich - von einer Isolierung 14 umgeben - mit aliseitigem Abstand von der Innerwand des rohrförmigen Instrumentenkörpers 11 nach hinten erstreckt, wo im Bereich des proximalen Endes seitlich ein Hochfrequenzanschluß 15 vorgesehen ist, an den eine geeignete Hochfrequenzspannung, die von einem nicht dargestaliten Hochfrequenzgenerator erzeugt wird, anlegbar ist. Die zugehörige Neutralelektrode ist an geeignster Stella des Patientenkörpers angeordnet. Der distale Bereich des im übrigen aus Metall bestehenden Instrumentenkörpers 11 ist aus einem isolierenden Material 11' hergestellt, welches sich nach hinten bis über die Isolierung 14 der Zuleitung 12' erstreckt.

Die Zuleitung 12' mit der tablierung 14 wird durch geeignete Halterungen 16 vorzugsweise koadal innerhalb des Instrumentenkörpers 11 gehalten. Die einzelnen Halterungen 18 sind jeweils über den Umfang um die Isolierung 14 herum mit solchem Abstand angeordnet, daß dazwischen in solaler Richtung ein ausreichend dimensionierter Strömungsdurchgang vorliegt.

Am proximaten Ende des instrumentenkörpers 11 sind settlich bzw. axial zwei Zufuhrrohre 17, 18 in das innere des Instrumentenkörpers 11 hineingeführt. An des Rohr 17 wird eine Leitung angeechlossen, mittels derer beispielsweise eine 0,9 %-ige Kochsalztösung zugeführt wird. Das axial eingelührte Rohr 18 ist an einen Druckfuftanschluß angelegt, so daß es mit Druckfuft als Trägergas beaufschlagt werden kann.

Innerhalb des Hohlraumes 19 des Instrumentenkörpers 11 weisen die Rohre 17, 18 Öffnungen 20, 21 auf, durch welche die Kochsalziösung bzw. die Luft so in
den Innenraum 19 hineingedrückt werden, daß es zu
einer Zerstäubung der Kochsalziösung kommt, d. h. zur
Bildung eines Aerosols 20, welches aufgrund des
Druckaufbaus insbesondere durch das Rohr 18 in Richtung des Pfeiles durch den Instrumentenkörper 11 zum
distalen Ende 13 hin strömt und dort als kegelförmig
erweiterndes Aerosolbündel bzw. Aerosolstrahl 22' austritt, welches bzw. welcher somit die Spitze der Schneidelektrode 12 und das von dieser zu troäguiterende
Siogewebe umgibt. Durch die hohe Spannung der
Schneidelektrode 12 wird das Aerosol ionisiert und
somit eine ionisierte Strecke zwischen Schneidelekt-

trode 12 und Biogewebe gebildet, auf der sich dann ein bewonders gleichmüßiger und damit auch besonders gut lokalisierbarer Lichtbogen ausbildet.

Des Druckluft-Zulührrohr 18 ist derert weit adel in das innere des instrumentenkörpers 11 hinsingeführt, s daß seine Austrittedüse 20 sich unmittelbar oberhalb und etwas hinter der quer verlaufenden Austrittsdüse 21 des Flüssigkeits-Zulührrohres 17 befindet. Auf diese Weise saugt die über die Austrittsdüse 21 strümende gleichzeitig zur Bildung des Aerosols 22.

Statt der durch die Rohre 17, 18 gebildeten Zerstäubungsvorrichtung könnte auch ein Ultraschallvernebler am bzw. Im instrumentenkörper 11 oder in einem Abstand von diesem vorgesehen sein, im letzteren Fall 🔠 15 wäre der Ultraschallvernebler über einen Aerosol-Zufeltungsschlauch mit dem Inneren des Instrumentenkörpers 11 zu verbinden.

Putentariaprüohe

- 1. Verfahren zur berührungslosen Oberflächenkoagulation von Biogewebe mittels eines Lichtbogens, der durch die von einem Hochtrequenzgenerator erzaugte Hochspannung an einem hochtraquenz- 26 chirurgischen instrument erzeugt wird, dedurch gekennzeichnet, daß zur Schaffung einer ionisierten Strecke für die erleichterte Lichtbogenbildung ein unter Verwendung einer Flüssigkeit und eines Trägergeses gebil- 30 deter Aerosolstrahi in die Region, wo der Lichtbogen sich bilden soll und sich eine an einer Hochfrequenzspannung angelegte Elektrode (12) befindet, geschickt wird.
- 2. Verlahren nach Anspruch 1, dedurch gekennzeichnet, daß dem Aerosolstrahl zur Verbesserung der Leitfähigheit Ionen, z. B. NeCl oder KJ, beigemischt werden.
- 3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2. dadurch gekennzeichnet, daß der Aerosolstrahl durch eine 0,9 %-lge Kochsalziðsung gebildet wird.
- Verlahren nach einem der vorhergehenden Ansprüdedurch gekennzeichnet, daß das Aerosol nach dem Zerstäuberprinzip und 50 insbesondere durch einen wie ein Vergaser ausgehildeten Zerstäuber erzeugt wird.
- 5. Verlahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet. deß das Aerosol durch einen Ultrascheltvernebler erzeugt wird.

6. Verlahren nach einem der vorheigehenden Ansprüdedurch gekennzeichnet, daß als Trägergas für die Bildung des Aerosols, d. h, for die Zerstliubung der im Aerosol entheltenen FiCseigheit Luft und/oder Kohlendioxid und/oder Stickstoff verwandet wird, wobei bevorzugt der Vor-

druck des Trägergases einstallbar ist.

Luft Flüseigheit aus dem Rohr 17 an und zerstäubt sie 10 7. Elektrochnungische Vorrichtung mit einer an eine von einem Hochfrequenzgenerator erzeugte Hochtrequenzspannung anlegbaren Aldivelektrode (12) und einer Neutralelelérode zur Erzeugung eines Lichtbogens im Biogewebe zweeks berührungsmoser Oberflächenkoeguletion, insbesondere zur Ausführung des Verfahrens nach sinem der Ansprüche 1 bis 6.

> dedurch gelennzeichnet, daß sie eine Aerosolstrahl-Bildungkomponente (17,18,19) autweist, welche einen unter Verwen-20 dung eines Trägergasse und einer Flüssigkeit gebildeten Aerosolstrahl in den Bereich um die aktive Elektrode (12) schickt, wo der Lichtbogen gebildet werden soll.

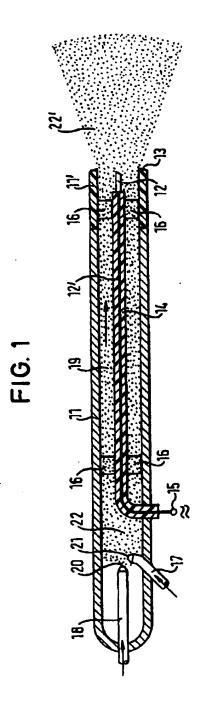
- Vorrichtung nach Anspruch 7. dadurch gehennzeichnet, daß die Aerosolstrahl-Erzeugungskomponents einen Zeretik/berkanal (19) mit einer Austrittschlise (13) autweist und/oder daß die Aerosolstreini-Erzeugungskompunerte sinen Ultraschallvernebler umlaßt, der wahlweise im Handgriff (11) oder außerhalb des Handgriffs angeordnet und durch eine Schlauchverbindung mit dem Handgriff (11) verbunden ist und/oder daß die aktive Hochfrequenzelektrode (12) vorzugsweise mittig im Zer-Ultraechalinebeltanal (19)stauber- bzw. angeordnet ist und/oder daß die Zerstilluber-/Vernebler-Elektrodenanordnung in ein und demselben Handgriff (11) unterpebracht lat, wobei der bzw. die Hochfrequenzanschlüsse (15) und die Trägergas-Fillseigleitsanschlüsse (17, 18) ebenfalls am
- 9. Vorrightung nach Anapruch 7 oder 6, dadurch gelmnezeichnet, daß die aktive Elektrode (12) gegenüber der Austrittsdüse (13) des Instrumentenkürpers (11) etwas zunückversetzt ist und/oder daß die aktive Elektrode (12) nadel- oder stabertig ausgebildet ist und/oder daß der distale Bereich des Instrumenterkürpers (11) aus isoliermeteriai (11') besteht.

Handgriff (11) vorgesehen sind.

10. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 7 bis 9, dadurch gelunnzeichnet, daß die aldive Elektrode (12) an eine sich im Instrumentenkörper (11) längs erstreckende Hochfrequenz-Zuleitung (12') angeschlossen ist, die von einer Isolierung (14) umgeben ist und/oder daß

zwischen der Zuleitung (12') zur aktiven Elektrode (12) bzw. der isolation (14) der Zuleitung (12') und der Innenwand des Instrumentenlidrpers (11) vorzugsweise isolierende Abstandshalter (16) derart angeordnet sind, daß zwischen an einer bestimmten zuleien Stalle des Instrumentenkörpers (11) angeordneten Abstandshaltern (16) ausreichend Platz für den axialen Durchgang des Aeroeols vorhanden ist.

--



TRANSLATION FROM GERMAN

- (19) EUROPEAN PATENT OFFICE
- (11) PUBLICATION NO. EP 0 740 926 A2
- (12) EUROPEAN PATENT APPLICATION

(51) Int. Cl.6: A61B 17/39

(43) Disclosure Date: November 6, 1996, Patent Bulletin 1996/45

(21) Application No.: 96105805.4

(22) Filing Date: April 12, 1996

(84) Treaty Nations Cited: Germany, France, Great Britain

(30) Priority: May 3, 1995, Germany, 19516238

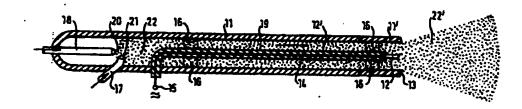
(71) Applicant: Gebr. Berchtold GmbH & Co., Tuttlingen, Germany

(72) Inventors: Helmut Wurzer, Munich, Germany; Rainer Mackel, Koningswinter,

Germany; Hans-Dieter Liess, Seehelm/Munsing, Germany; Wolfgang

Muller, Tuttlingen, Germany

- (74) Agent: Gerhart, Manitz et al., Munich, Germany
- (54) Electrosurgical Device for Generation of an Electric Arc
- (57) The invention concerns an electrosurgical device for contactless surface coagulation of biological tissue by means of a high-frequency cutting electrode 12. An aerosol jet 20 that emerges from the distal end 13 of the instrument housing 11 is formed in a tubular instrument housing 11 to create an ionized zone for facilitated electric arc formation.



Specification

The invention concerns a method according to the principal clause of patent claim 1 and an electrosurgical device according to the principal clause of Claim 7.

There is often a requirement in biological tissue with substantial blood supply to coagulate tissue surfaces in contactless and uniform fashion using high-frequency surgery. This is conventionally accomplished with so-called spray coagulation at high frequency voltages in the range of a kilovolt. A shortcoming of this conventional technique is the irregularity of the electric arc region and the hazard of carbonizing the tissue surface.

An improvement is achieved owing to the fact that an ionization bath was created by blowing a noble gas, for example, argon, which contributed to improvement of uniformity during coagulation of tissue surfaces. This type of method is described, for example, in EP 0 353 177 A1. A shortcoming of this method is the use of fairly costly noble gas, which is often not available in clinics.

The object of the present invention is to devise a method and device of the generic type mentioned in the introduction, by means of which an ionization path is made available in the region of the active electrode with simpler means.

The features of patent claims 1 and 7 are prescribed to solve this task.

The idea underlying the invention is that an ionization path is also possible with media other than noble gases. Generation of an aerosol from a low-percentage NaCl solution has turned out to be advantageous here. Combination of high frequency on the active electrode of an electrosurgical device with an NaCl solution is certainly known, but this has not been used thus far to prevent adhesion of the electrode to biological tissue. In contrast, an aerosol according to the invention is rinsed or blown around the electrode with a certain rinsing pressure of, say, 3.5 bar so that an ionization cone with defined dimensions is formed.

The use of available media, for example, distilled water, CO₂, NaCl solution, uniform coagulation of the biological tissue in a strictly delimited surface, a limited hazard of carbonization, cooling of the electrode, no otherwise ordinary smoke formation and no odor formation by burning of tissue emerge as positive effects of the method according to the invention.

Advantageous variants of the method according to the invention are characterized by Claims 2 to 6 and advantageous variants of the device according to the invention are characterized by Claims 8 to 10.

The invention is described below as an example with reference to the drawing; in the drawing

Figure 1 shows a schematic section of a variant (purely as an example) of an electrosurgical device according to the invention for production of an aerosol jet around a high-frequency surgical electrode.

A high-frequency surgical cutting electrode 12 is coaxially arranged in a hollow cylindrical instrument housing 11 that can be grasped by the hand of the user, this electrode being recessed slightly opposite the distal open end 13 of the tubular instrument housing 11 and connected to a feed line 12', which (surrounded by insulation 14) extends backward with spacing on all sides from the inside wall of the tubular instrument housing 11, where a high-frequency connection 15 is provided in the region of the proximal end on the side, to which an appropriate high-frequency voltage produced by a high-frequency generator (not shown) can be connected. The corresponding neutral electrode is arranged on an appropriate site of the patient's body. The distal region of the instrument housing 11 consisting otherwise of metal is produced from an insulating material 11' that extends backward above insulation 14 of feed line 12'.

The feed line 12' with insulation 14 is secured by appropriate mounts 16 preferably coaxially within the instrument housing 11. The individual mounts 16 are each arranged over the periphery around insulation 14 with a spacing so that an adequately dimensioned flow passage is present between them in the axial direction.

On the proximal end of the instrument housing 11 two feed tubes 17, 18 are introduced laterally or axially into the interior of instrument housing 11. A line is connected to tube 17, by means of which a 0.9% NaCl solution is supplied. The axially introduced tube 18 is connected to a compressed air connection so that it can be exposed to compressed air as carrier gas.

The tubes 17, 18 within the cavity 19 of instrument housing 11 have openings 20, 21 through which the NaCl solution or air can be forced into the interior 19 so that atomization of the NaCl solution occurs, i.e., formation of an aerosol 20, which, because of the pressure

buildup, flows through tube 18 in the direction of the arrow through the instrument housing 11 toward the distal end 13 and emerges there as a conically expanding aerosol bundle or aerosol jet 22', which thus surrounds the tip of the cutting electrode 12 and the biological tissue being coagulated by it. The aerosol is ionized by the high voltage of the cutting electrode 12 and an ionized zone is thus formed between the cutting electrode 12 and the biological tissue, on which a particularly uniform and thus also particularly easily localizable electric arc is then formed.

The compressed air feed tube 18 is introduced axially into the interior of the instrument housing 11 far enough so that the outlet nozzle 20 is situated directly above and slightly behind the crosswise running outlet nozzle 21 of the liquid feed tube 17. In this fashion the air flowing over the outlet nozzle 21 absorbs moisture from the tube 17 and atomizes it simultaneously to form aerosol 22.

Instead of the atomization device formed by tubes 17, 18, an ultrasonic atomizer could also be provided on or in the instrument housing 11 or at a distance from it. In the latter case the ultrasonic atomizer would be connected to the interior of the instrument housing 11 via an aerosol feed tube.

Claims

- 1. Method for contactless surface coagulation of biological tissue by means of an electric arc, which is produced by the high voltage generated by a high-frequency generator on a high-frequency surgical instrument, characterized by the fact that to create an ionized zone for facilitated electric arc formation, an aerosol jet formed using a liquid and a carrier gas is fed into the region where the electric arc is to be formed and where an electrode 12 connected to a high-frequency voltage is situated.
- 2. Method according to Claim 1, characterized by the fact that ions, for example, NaCl or KI are mixed with the aerosol jet to improve conductivity.
- 3. Method according to Claim 1 or 2, characterized by the fact that the aerosol jet is formed by a 0.9% solution.
- 4. Method according to one of the preceding Claims, characterized by the fact that the aerosol is generated according to the atomizer principle and especially by an atomizer designed as a gasifier.

- 5. Method according to one of the Claims 1 to 3, characterized by the fact that the aerosol is generated by an ultrasonic atomizer.
- 6. Method according to one of the preceding Claims, characterized by the fact that air and/or carbon dioxide and/or nitrogen is used as carrier gas to form the aerosol, i.e., for atomization of the liquid contained in the aerosol, in which the preliminary pressure of the carrier gas is preferably adjustable.
- 7. Electrosurgical device with an active electrode (12) connectable to a high-frequency voltage generated by a high-frequency generator and a neutral electrode to produce an electric arc in the biological tissue for the purpose of contactless surface coagulation, especially to perform the method according to one of the Claims 1 to 6, characterized by the fact that it has an aerosol jet formation component (17, 18, 19), which supplies an aerosol jet formed using a carrier gas and a liquid into the region around the active electrode (12) where the electric arc is to be formed.
- 8. Device according to Claim 7, characterized by the fact that the aerosol jet generation component has an atomizer channel (19) with an outlet nozzle (13) and/or that the aerosol jet generation component includes an ultrasonic atomizer that is optionally arranged in the handle (11) or outside of the handle and connected via a tube connection to the handle (11) and/or that the active high-frequency electrode (12) is preferably arranged in the center of the atomizer or ultrasonic atomizer channel (19) and/or that the atomizer-sprayer-electrode arrangement is accommodated in the same handle (11), in which the high-frequency connection (15) and the carrier gas-liquid connection (17, 18) are also provided on handle (11).
- 9. Device according to Claim 7 or 8, characterized by the fact that the active electrode (12) is slightly recessed opposite the outlet nozzle (13) of the instrument housing (11) and/or that the active electrode (12) is designed needle- or rod-shaped and/or that the distal region of the instrument housing (11) consists of an insulation material (11').
- 10. Device according to one of the Claims 7 to 9, characterized by the fact that the active electrode (12) is connected to a high-frequency feed line (12') extending lengthwise in the instrument housing (11), which is surrounded by insulation (14) and/or that insulating spacers (16) are preferably arranged between the feed line (12') to the active electrode (12) or the insulation (14) of the feed line (12') and the inside wall of the

instrument housing (11) so that sufficient room for axial passage of the aerosol is present between spacers (16) arranged at a specific axial site of the instrument housing (11).

